


NON-CONTACT TYPE TONOMETER

Patent Number: JP1008947
Publication date: 1989-01-12
Inventor(s): NISHIO KOJI; others: 01
Applicant(s):: TOKYO OPTICAL CO LTD
Requested Patent:  JP1008947
Application Number: JP19870163678 19870630
Priority Number(s):
IPC Classification: A61B3/16 ; A61B5/02
EC Classification:
Equivalents: JP2612271B2

Abstract

PURPOSE:To enhance the measuring reliability of intraocular pressure, by calculating one of the max. intraocular pressure value, min. intraocular pressure value and average intraocular value of an eye to be examined in addition to a measured intraocular pressure value.

CONSTITUTION:An operation circuit 53 calculates the max. variation width (a) of a pulse waveform PW as the difference between the detected voltages Vmax, Vmin on the basis of the data of the pulse waveform PW of a frame memory 45 and calculates the variation quantity (b) of the pulse waveform PW at the intraocular pressure measuring time tP of an intraocular pressure measured value IOP as the difference between detected voltages Vcp, Vmin at a peak value CP. The min. intraocular pressure value IOPI, the max. intraocular pressure value IOPh and the average intraocular pressure value IOP of an eye E to be examined are calculated from the measured intraocular pressure value IOP, the max. variation width (a) of the pulse waveform PW and the pulse wave variation amount (b) of the pulse waveform PW by operation. For example, the operation circuit 53 is constituted of a microprocessor and operation is processed by software. The values IOPh, IOPI, IOP as the arithmetic result of the operation circuit 53 are outputted to an image processing circuit 47 which in turn allows the intraocular display part of a display device 52 to display the max. intraocular pressure value IOPh, the min. intraocular pressure value IOPI and the average intraocular pressure value IOP, all of which are estimated, along with the measured intraocular pressure value IOP.

Data supplied from the esp@cenet database - 12

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭64-8947

⑤ Int. Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

③ 公開 昭和64年(1989)1月12日

A 61 B 3/16
5/02

3 1 0

7184-4C
A-7259-4C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全7頁)

⑭ 発明の名称 非接触式眼圧計

⑯ 特 願 昭62-163678

⑰ 出 願 昭62(1987)6月30日

⑱ 発 明 者 西 尾 幸 治 東京都板橋区蓮沼町75番1号 東京光学機械株式会社内
⑲ 発 明 者 花 村 嘉 彦 東京都板橋区蓮沼町75番1号 東京光学機械株式会社内
⑳ 出 願 人 東京光学機械株式会社 東京都板橋区蓮沼町75番1号
㉑ 代 理 人 弁理士 西 脇 民 雄

明 細 書

1. 発明の名称

非接触式眼圧計

2. 特許請求の範囲

(1) 流体を被検眼に吹き付けて該被検眼の変形量と前記流体の圧力との関係から前記被検眼の眼圧測定値を得るための眼圧測定部を有する非接触式眼圧計において、

被検者の脈波を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段によって検出された脈波の最大変動幅と前記眼圧測定部による眼圧測定時点における脈波変動量と前記眼圧測定値との関係から前記被検眼の最高眼圧値、最低眼圧値、平均眼圧値のうちの少なくとも一つを演算により求める演算手段とを有していることを特徴とする非接触式眼圧計。

(2) 前記脈波検出手段は、検出された脈波波形を表示する表示手段に画像処理回路を介して接続されていることを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載の非接触式眼圧計。

3. 発明の詳細な説明

発明の目的

(産業上の利用分野)

この発明は、脈搏変動に基づく眼圧変動を考慮しつつ眼圧測定結果の信頼性の向上を図った眼圧計に関するものである。

(従来の技術)

眼圧計には、流体パルスを被検者の被検眼に向かって放出し、その被検眼の角膜の変形と放出された流体のパルスの圧力との関係から被検眼の眼圧値を測定する非接触式のもの、たとえば、エアパフ型のものがある。このものでは、瞬間的に、たとえば、数10msという短い時間の間に流体パルスとしてのエアパルスを被検眼に向かって放出し、数msというごく短い時間の間に角膜を変形(たとえば圧平)させて眼圧測定を行なっている。ところで、被検眼の眼圧は脈搏変動に呼応して変動する。その眼圧変動は最大で数mmHgである。これに対し、人の正常な眼の眼圧値は、通常10mmHg~20mmHgである。また、人の脈搏変動の回数は通常60回/分~120回/分(1~2回/秒)であり、短

かくてもその脈搏変動の脈波の周期は500ms程度もある。したがって、脈搏変動に基づく眼圧変動を全く考慮せずに眼圧測定を行なうと、たとえば、脈波の山の箇所では眼圧測定が行われたとき、それに対応して測定眼圧値が高くなる。反対に、脈波の谷の箇所では眼圧測定が行われたとき、それに対応して眼圧測定値が低くなる。よって、脈搏変動に基づく眼圧変動を考慮しないものとする、測定眼圧値そのものの信頼性が低くなる。

そこで、脈搏変動に基づく眼圧変動を考慮して、眼圧測定を行なう眼圧計が提案されている(特公昭49-17476号公報参照)。この特公昭49-17476号に開示の眼圧計は、脈搏変動に基づく脈波の同一位相箇所と同期させて眼圧測定を行なうものである。この眼圧計によれば、脈搏変動に基づく測定誤差を除去できる。

(発明が解決しようとする問題点)

ところが、非接触式の眼圧計には、被検眼に対する眼圧計のアライメントに厳格さが要求されている。その眼圧測定を正確に行なうためには、た

とえば、被検眼に対する流体放出ノズル(以下、ノズルという)の上下、左右方向の位置、被検眼からノズルの先端までのいわゆる作動距離についてのアライメント精度が要求されるが、そのアライメント精度は適正アライメント位置からの誤差が数分の1mm以下でなければならない。したがって、特公昭49-17476号に開示の眼圧計では、1秒に1~2回の脈搏変動に基づく脈波の同一位相箇所と同期させて眼圧測定を行なわせるために、最大で1秒程度は被検眼に対する眼圧計のアライメント状態を維持させなければならないことになるが、被検眼は0.2秒~3秒の周期で数分の1mm~1mmの幅の範囲で固視微動をしているため、アライメント状態を1秒もの間維持させ続けることは困難であり、検者が熟練を要すると共に操作が面倒なものとなっている。

発明の構成

(問題点を解決するための手段)

本発明は、上記の事情を考慮してなされたもので、本発明に係る非接触式眼圧計の特徴は、被検

者の脈波を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段によって検出された脈波の最大変動幅と前記眼圧測定部による眼圧測定時点における脈波変動量と前記眼圧測定値との関係から前記被検眼の最高眼圧値、最低眼圧値、平均眼圧値のうちの少なくとも一つを演算により求める演算手段とを有しているところにある。

(作 用)

本発明に係る非接触眼圧計によれば、演算手段により、被検眼の最高眼圧値、最低眼圧値、平均眼圧値のうちの少なくとも一つが求められる。

(実施例)

以下に、本発明に係る非接触式眼圧計の実施例を第1図~第5図を参照しつつ説明する。

第1図において、1は眼圧測定部である。この眼圧測定部1の構成は本件出願人が先に出願した特願昭59-242279号(特開昭61-122839号公報)に詳述されている。この眼圧測定部1は被検眼Eの角膜Cに向けて空気等の流体を吹き付け、角膜Cを變形させるためのエアパフ放出部10と眼圧測定

及び制御回路30とを有する。そのエアパフ放出部10はノズル11とエアチャンバ12と図示を略すピストンとシリンダとを有し、エアチャンバ12には圧力センサ13が設けられている。ノズル11は空気放出用であり、圧力センサ13はエアチャンバ12内の空気圧を測定するためのものである。そのシリンダにはピストンが摺動可能に嵌合され、そのピストンは図示を略すソレノイドにより駆動され、そのソレノイドはソレノイド駆動回路14により励磁される。そのピストンが駆動されると、シリンダ内の空気がエアチャンバ12内に圧送され、エアチャンバ12内の空気がノズル11から被検眼Eに向かって放出される。

角膜變形検出系20はノズル11の軸線Onを境に对称に配置された一対の光学系からなっている。この第1図には、その一対の光学系の概略構成が示されており、21は発光素子、22は投影レンズ、23は結像レンズ、24は受光素子である。その発光素子21は発光素子ドライブ回路25によって駆動され、発光素子21の光は投影レンズ22により平行光束と

され、角膜Cに向けて斜め方向から投影される。角膜Cによる反射光は結像レンズ23により集光され、受光素子24の受光面に結像される。なお、受光素子24の受光面は結像レンズ23の焦点位置に配置されている。

眼圧測定及び制御回路30には測定開始スイッチ31が接続されている。この測定開始スイッチ31は眼圧測定及び制御回路30を眼圧測定ステップに移行させる。その眼圧測定及び制御回路30は測定開始スイッチ31の測定開始指令S₀に基づいて発光素子ドライブ回路25を駆動させると共に、ソレノイド駆動回路14を駆動する機能を有する。このソレノイド駆動回路14の駆動により、ピストンが駆動され、エアチャンバ12内の圧力が上昇し、その圧力が逐次圧力センサ13により検出され、その検出出力が圧力検出回路31に検出圧力データとして入力される。この検出圧力データはノズル11から放出される流体としての空気の圧力に対応する。一方、角膜Cが所定量変形する過程においての角膜Cからの角膜反射光量Lが逐次受光素子24によ

り検出され、その角膜反射光量Lに基づく反射光量信号が圧平検出回路32に入力される。圧平検出回路32はその反射光量信号をデジタル信号としての反射光量データに変換する機能を有する。

圧力検出回路31は圧力センサ31からの検出圧力データが所定の単位圧力上昇する都度、圧平検出回路32により検出された角膜反射光量データをRAM33に記憶させる機能を有する。したがって、RAM33は、圧力検出回路31の検出圧力データが所定の単位圧力上昇する毎にその所定の単位圧力を目盛とするようにしてアドレスが更新され、その各アドレスに圧平検出回路32からの反射光量データがメモリされることになる。これによって、RAM33には、第2図に示すように検出圧力Pを横軸とし、かつ、角膜反射光量Lを縦軸とする圧力-光量関数が記憶される。眼圧測定及び制御回路30の眼圧測定部はRAM33に記憶された圧力-光量関数から角膜Cが圧平（第1図の符号C₀を参照）されて最大L_{max}の角膜反射光量Lに対応する検出圧力データP₀を求め、この検出圧力データ

データP₀に基づいて被検眼Eの眼圧IOPを求める。

本発明に係る非接触式眼圧計には、上記の眼圧測定部1に、以下に説明する脈波検知及び演算手段40が付加されている。この脈波検知及び演算手段40は、スタートスイッチ41、最大光量検知部42、被検眼の脈波を検出する脈波検出手段としての公知の光電脈波計43、第1タイマー44、フレームメモリ45、第2タイマー46、画像処理回路47、演算回路53を有する。そのスタートスイッチ41は眼圧測定及び制御回路30に接続されている。最大光量検知部42はコンパレータ48とD/A変換器49とからなっている。そのコンパレータ48、D/A変換器49は協働して受光素子24から直接入力されるアナログ信号としての角膜反射光量Lが最大となった時点を検知させる機能を有する。光電脈波計43はトランスジューサ50とそのトランスジューサ50の電圧を検出して脈波波形として出力する脈波検出回路51とからなっている。そのトランスジューサ50は例えば被検者の指先Fに取付けられている。脈波検出回路51の出力はフレームメモリ45と後述

する画像処理回路とに入力され、そのフレームメモリ45には脈波波形が記憶される。第1タイマー44は圧平検出回路32の角膜反射光量Lが最大L_{max}となった時点を計時する機能を有し、第2タイマー46はフレームメモリ45のメモリ更新を制御する機能を有する。画像処理回路47は眼圧測定及び制御回路30から出力される眼圧測定値IOPとフレームメモリ46又は脈波検出回路51から出力される脈波波形PWとを画像合成する機能を有し、その合成画像出力は、光電脈波計43により検出された脈波波形を表示する表示手段としての表示器52に入力されて、合成画像が表示される。その表示器52はたとえばCRTが用いられる。なお、その合成画像の詳細については後述する。

ここで、眼圧測定に先だって、スタートスイッチ41をオンすると、眼圧測定及び制御回路30の制御部が第2タイマー46と脈波検出回路51とを同時にスタートさせる。すると、トランスジューサ50が指先Fにおける血流の流入、流出に基づく光の透過度、反射率等の脈波に関係する変化を光電的

に検出し、電圧変化として出力する。

その電圧変化の出力は脈波検出回路51に入力されている。脈波検出回路51はその電圧変化に基づいて脈波波形PVに相当する信号をフレームメモリ45と画像処理回路47とに出力する。画像処理回路47はその脈波検出回路51の信号出力に基づいて表示器52の表示部52aに脈波波形PVを表示させる(第5図参照)。一方、フレームメモリ45はその脈波波形PVに相当する信号を記憶する。

第2タイマー46はスタートスイッチ41による指令時点 t_0 から所定時間 T_0 (第4図参照)を計時する毎にフレームメモリ45に指令信号 S_1 を出力する。ここでは、その所定時間 T_0 は、たとえば、人の脈搏数が少ない場合を考慮して50回/分であるとし、その2脈搏分に相当する時間2.4秒に設定されている。フレームメモリ45に記憶されている脈波波形PVは、第2タイマー46から更新指令信号 S_1 が入力される都度更新される。

次に、測定スイッチ31をオンする。すると、眼圧測定及び制御回路30は眼圧測定ステップに移行

きさよりも小さくなったときにストップ信号 S_2 を第1タイマー44に出力する。これは、角膜反射光量 I の最大 I_{max} を検出することを意味する。第1タイマー44は受光素子24の反射光量信号が最大となった時点時計時し、その計時時刻 t_d を計時データとして眼圧測定及び制御回路30に出力する。これによって、第3図に示すように、角膜反射光量 I が最大 I_{max} となった時点の計時時刻 t_d を求めることができる。

眼圧測定及び制御回路30は、第1タイマー44から計時時刻 t_d としての計時データが入力されると、脈波検出回路45の脈波波形PVに相当する信号が画像処理回路47に入力されるのを禁止しかつフレームメモリ45の脈波波形PVに相当する信号が画像処理回路47に入力されるように画像処理回路47を制御する。これにより、表示器52の脈波表示部52aには眼圧IOPが測定された時点を含んで相隣接する前後の2波の脈波波形PVが固定表示される。

ここで、指先Fの脈波と被検眼Eの脈波とに着目すると、必ずしも指先Fにおける脈波の位

する。第1タイマー44は測定スイッチ31のオンに基づく眼圧測定及び制御回路30の制御部の指令 S_0 によって計時をスタートする。受光素子24は眼圧測定ステップ動作中にそのアナログ信号としての反射光量信号を最大光量検知部42を構成するコンパレータ48の一方の入力端子にも出力する。コンパレータ48の他方の入力端子にはD/A変換器49のアナログ信号が入力されている。D/A変換器49はRAM33から出力されるデジタル信号をアナログ変換する。RAM33は検出圧力データが所定の単位圧力上昇する都度、眼圧測定及び制御回路30の制御部の制御によって、所定の単位圧力上昇する直前のアドレスに記憶されている反射光量データをデジタル信号としてD/A変換器49に出力する。

コンパレータ48は、受光素子24の反射光量信号の大きさとD/A変換器49からの信号の大きさをアナログ的に光量比較し、受光素子24から入力される反射光量信号の大きさがD/A変換器49を介して入力されるRAM33の反射光量データの大き

相が被検眼Eにおける脈波の位相に一致しているとは限らず、一般に、指先Fにおける脈波波形PVと被検眼Eにおける脈波波形PVとの間には伝搬遅れ時間 Δt が存在すると考えられる。指先Fにおける脈波波形PVの位相が被検眼Eにおける脈波波形の位相よりも進んでいる。そこで、この伝搬遅れ時間 Δt をあらかじめ設定し、この伝搬遅れ時間 Δt を計時時刻(角膜圧平時刻) t_d から差し引いて、眼圧測定時刻 t_e を求める(第4図参照)。この演算は眼圧測定及び制御回路30に接続されている演算回路53によって行なう。なお、脈波波形PVの周期は約500msec~1000msecであるのに対し、眼圧測定部1による眼圧測定時間10msec以下であるので、伝搬遅れ時間 Δt の個人差はほとんど無視できる。

眼圧測定及び制御回路30はその求めた眼圧測定時刻 t_e とフレームメモリ45に記憶されている脈波波形PVの時間軸とを対応させて、眼圧測定時刻 t_e における脈波波形PVの波高値(眼圧測定時刻 t_e における脈波変動位置)CPを得る。そして、眼

圧測定及び制御回路30はその波高値(眼圧測定時刻 t_e における脈波変動位置)CPに相当する箇所に脈波のいずれの位相箇所での眼圧測定であるか否かを意味する指標Iを脈波波形PVに重ね合わせて表示器52が表示するように画像処理回路47を制御する。すなわち、眼圧測定及び制御回路30は、フレームメモリ45、第2タイマー46、最大光量検知部42、画像処理回路47と共に、眼圧測定が脈波のいずれの位相箇所で行なわれたかを意味する指標Iを表示手段に表示されている脈波波形PVに重ね合わせて表示させる重ね合わせ表示制御手段として機能する。

なお、この実施例では表示器52の上半分の画面には、図示を略す前眼部像観察光学系と図示を略すアライメント検知光学系とによって得られた前眼部像APとアライメント指標像AIとが画像表示されている。この前眼部像観察光学系とアライメント検知光学系との構成は、本件出願人が先に出願した特願昭60-59994号(特開昭61-220625号)に詳述されている。

のではない。

そこで、本発明に係る非接触式眼圧計では、測定眼圧値IOPと脈波波形PVの最大変動幅 a と脈波波形PVの脈波変動量 b とから被検眼Eの最低眼圧値IOP Δ 、最高眼圧値IOP Φ 、平均眼圧値IOPを(2)式、以下に示す(3)式、(4)式、(5)式に基づいて求める。

$$\begin{aligned} \text{IOP } \Delta &= \text{IOP} - \Delta x \\ &= \text{IOP} - \frac{b}{a} \cdot \Delta P \quad \dots (3) \end{aligned}$$

$$\text{IOP } \Phi = \text{IOP } \Delta + \Delta P \quad \dots (4)$$

$$\text{IOP} = \text{IOP } \Delta + \frac{\Delta P}{2} \quad \dots (5)$$

なお、(4)式は最高眼圧値IOP Φ と最低眼圧値IOP Δ との差が最大眼圧変動幅 ΔP を意味するから当然に成り立つ。

演算回路53は例えばマイクロプロセッサにより構成され、上記(1)式～(5)式の演算はソフトウェアにより処理される。この上記(1)式～(5)式の最大眼圧変動幅 ΔP は理論的あるいは実験的、または経験的に求められ、例えば4.0mmHgとしてあら

演算回路53はフレームメモリ45の脈波波形PVのデータに基づいて第4図に示すように脈波波形PVの最大変動幅 a を検出電圧 V_{\max} と検出電圧 V_{\min} との差として求め、また、眼圧測定値IOPの眼圧測定時刻 t_e における脈波波形PVの変動量 b を波高値(脈波変動位置)CPにおける検出電圧 V_{cp} と検出電圧 V_{\min} との差として求める。

すなわち、

$$a = V_{\max} - V_{\min} \quad \dots (1)$$

$$b = V_{cp} - V_{\min} \quad \dots (1')$$

という式に基づいて求める。

この最大変動幅 a は脈波波形PVの変動による最大眼圧変動幅 ΔP と対応しており、脈波波形PVの変動量 b に対応する眼圧の変動量 Δx と最大眼圧変動幅 ΔP とは、

$$\Delta x = \frac{b}{a} \cdot \Delta P \quad \dots (2)$$

の関係がある。

光電脈波計43で得られる脈波波形PVは、眼圧の変動状態を示しているが血圧の絶対値を示すも

かじめ演算回路53のメモリに記憶されている。ここでは、たとえば、測定眼圧値IOPが16.0mmHgであるとして以下説明する。

まず、(1)式に

$$\begin{aligned} a &= V_{\max} - V_{\min} \quad \dots (6) \\ &= 128 \end{aligned}$$

として、予め定めた「128」という無単位数を最大変動幅 a に割り当てる。 $a = 128$ は V_{\max} と V_{\min} との差を128等分することを意味する。

次に、測定眼圧値IOPの眼圧測定時刻 t_d の脈波変動幅 b を(1)'式から無単位数として求める。

$$b = \frac{V_{cp} - V_{\min}}{V_{\max} - V_{\min}} \times (128) \quad \dots (7)$$

ここで、 V_{\max} 、 V_{\min} 、 V_{cp} は実測値が代入される。たとえば、 $b = 60$ が得られたとする。

すると、最低眼圧値IOP Δ は第(3)式から、

$$\begin{aligned} \text{IOP } \Delta &= 16.0 - \frac{60}{128} \times 4.0 \\ &= 14.1 \text{ mmHg.} \end{aligned}$$

最高眼圧値IOP Φ は第(4)式から、

$$\text{IOP } \Phi = 14.1 + 4.0$$

$$=18.1\text{mmHg.}$$

また、平均眼圧値IOPは第(5)式から、

$$\begin{aligned} \text{IOP} &= 14.1 + \frac{4.0}{2} \\ &= 16.1\text{mmHg} \end{aligned}$$

として求められる。

演算回路53の演算結果としてのIOPh、IOP_L、IOPは画像処理回路47に出力され、画像処理回路47は測定眼圧値IOPとともに、これら予想される最高眼圧値IOPh、最低眼圧値IOP_L、平均眼圧値IOPを第5図に示すように表示器52の眼圧表示部52bに表示させる。

以上、実施例においては、光電脈波計43を用いて脈波を検出する構成について説明したが、本発明は、これに限定されるものではなく、たとえば、血流の変化に基づく容積変化をインピーダンス変化として測定するインピーダンスプレシスモグラフを利用することもできる。また実施例においては、光電脈波計43のトランスジューサ50を被検者の指先Fに取付けることにしたが、非接触式眼圧

計の架台の額受けに、被検者の額あるいはこめかみが当接するようにして取り付けられていてもよく、この場合には光電脈波計43により検出された脈波波形と眼球内の脈波波形との伝搬遅れ時間 Δt をほとんど無視することができ、伝搬遅れ時間 Δt に基づく眼圧測定時刻 t_c の補正を省略することができる。

さらに、この実施例では、眼圧測定部1の構成として、光量-圧力関係を利用するものを採用したが、たとえば、特公昭54-38437号公報に開示の光量-時間関数を利用する形式を採用することもできる。この場合には、圧平検出系の出力は、角膜反射光量 I が最大 I_{max} となった時点の時刻を圧平検知データとして出力するので、第1タイマー44、最大光量検知部42を省略できる。

なお、本発明に係る非接触式眼圧計では、脈波波形PVの画像表示は、必ず行なう必要があるものではない。

発明の効果

本発明に係る非接触式眼圧計は、以上説明した

ように、測定眼圧値に加えて、被検者の最高眼圧値、最低眼圧値、平均眼圧値のうちの少なくとも一つを求めることにしたので、従来よりも眼圧測定の信頼性の向上を期待できる効果がある。

さらに、眼圧計のフライメント操作も脈波変動に基づく脈波の同一位相箇所と同期させて眼圧測定を行なう従来の眼圧計に較べて簡単に行なうことができる効果もある。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る非接触式眼圧計の要部構成を示すブロック図、第2図は眼圧測定に際しての角膜変形の過程において検出された検出圧力 P と角膜反射光量 I との関係を説明するためのグラフ、第3図は角膜変形時の角膜反射光量と時間との関係を説明するためのグラフ、第4図は脈波波形の拡大図、第5図は表示器の表示の一例を示す図である。

1…眼圧測定部

10…エアパフ放出部

30…眼圧測定及び制御回路

42…最大光量検知部

43…光電脈波計

44…第1タイマー

47…画像処理回路

52…表示器

53…演算回路

出願人 東京光学機械株式会社

代理人 弁理士 西 脇 民 雄



